

世界知的所有権機関  
国際事務局



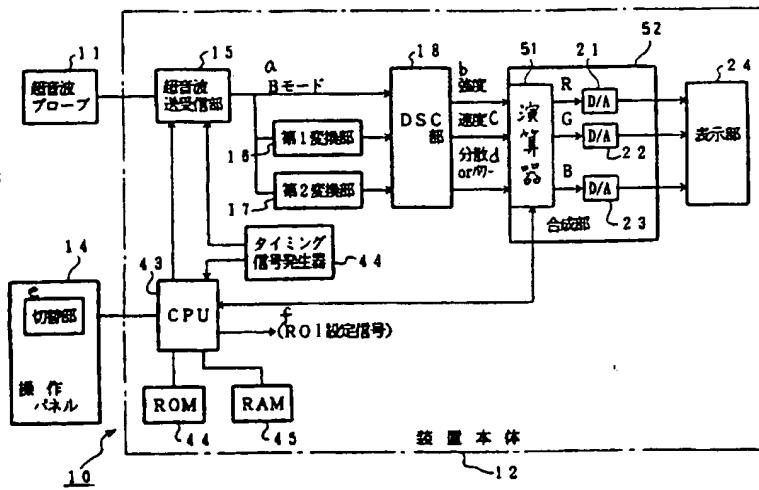
PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類6 A61B 8/06	A1	(11) 国際公開番号 WO97/34530
		(43) 国際公開日 1997年9月25日(25.09.97)
(21) 国際出願番号 PCT/JP97/00828		(81) 指定国 CN, JP, KR, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).
(22) 国際出願日 1997年3月14日(14.03.97)		添付公開書類 国際調査報告書
(30) 優先権データ 特願平8/90345 1996年3月18日(18.03.96)	JP	
(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 古野電気株式会社 (FURUNO ELECTRIC COMPANY, LIMITED)[JP/JP] 〒662 兵庫県西宮市芦原町9番52号 Hyogo, (JP)		
(72) 発明者: および		
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 梶原創一(KAJIWARA, Souichi)[JP/JP] 石原真次(ISHIHARA, Shinji)[JP/JP] 〒662 兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気株式会社内 Hyogo, (JP)		

## (54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

## (54) 発明の名称 超音波診断装置



- a ... B mode
- b ... intensity
- c ... speed
- d ... dispersion or power
- e ... switching section
- f ... (ROI setting signal)
- 11 ... ultrasonic probe
- 12 ... device main body
- 14 ... console panel
- 15 ... ultrasonic wave transmitting-receiving section
- 16 ... first converting section
- 17 ... second converting section
- 18 ... DSC section
- 24 ... displaying section
- 44 ... timing signal generator
- 51 ... computing element
- 52 ... synthesizing section

## (57) Abstract

An ultrasonic diagnostic device, wherein a B-mode picture and a color flow mode picture can be superposed without any of them being missing. The ultrasonic diagnostic device transmits ultrasonic pulse signals to an area containing moving parts, such as the blood flow, etc., in a living body and displays the state in the living body based on reflected waves. The diagnostic device comprises a signal acquiring device for acquiring B-mode picture displaying signals of a diagnosing area, another signal acquiring device for acquiring color flow mode picture displaying signals which show the kinetic information on the blood, etc., in colors, an opaquaing device for causing the B-mode picture displaying signals and color flow mode picture displaying signals to be semiopaque, and a display which displays signals from the opaquaing device and combination of B-mode pictures and color flow mode pictures.

## (57) 要約

B モード画像とカラーフロー モード画像を重ね合わせて表示しても  
両者の情報のいずれかが欠落しないようにする。

血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、  
受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置で  
ある。

探査領域の B モード画像表示用信号取得手段と、血液等の運動情報  
をカラーで表現するカラーフロー モード画像表示用信号取得手段と、  
B モード画像表示用信号とカラーフロー モード画像表示用信号とに半  
透明処理を施す半透明処理手段と、半透明処理手段からの信号を表示  
し B モード画像とカラーフロー モード画像との合成画像を表示する表  
示手段とで構成される。

情報としての用途のみ  
PCTに基づいて公開される国際出願をパンフレット第一頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AL	アルバニア	EE	エストニア	LR	リベリア	RU	ロシア連邦
AM	アルメニア	ESS	スペイン	LS	レソト	SD	スードアン
AT	オーストリア	FIR	フィンランド	LT	リトアニア	SE	スウェーデン
AU	オーストラリア	FR	フランス	LUV	ルクセンブルグ	SG	シンガポール
AZ	アゼルバイジャン	GA	ガボン	LV	ラトヴィア	SI	スロヴェニア
BB	バルバドス	GB	イギリス	MC	モナコ	SK	スロヴァキア共和国
BEG	ベルギー	GEE	グルジア	MD	モルドバ	SN	セネガル
BGF	ブルガリア・ファソ	GH	ガーナ	MG	マダガスカル	SZ	スワジランド
BG	ブルガリア	GN	ギニア	MK	マケドニア旧ユーゴスラ	TG	チャード
BJR	ベナン	GR	ギリシャ	ML	ミャンマー	TG	トーゴ
BRY	ブラジル	HU	ハンガリー	MN	モンゴル	TJ	タジキスタン
BY	ベラルーシ	IEST	アイルランド	MR	モーリタニア	TM	トルクメニスタン
CA	カナダ	IT	イタリア	MW	マラウイ	TR	トルコ
CFA	中央アフリカ共和国	JP	日本	MX	メキシコ	TT	トリニダード・トバゴ
CG	コンゴー	KE	ケニヤ	NE	ニジェール	UG	ウクライナ
CCH	イスラエル	KCG	キルギスタン	NL	オランダ	UGS	ウガンダ
CCI	コート・ジボアール	KP	朝鮮民主主義人民共和国	NOZ	ノルウェー	UZ	米国
CM	カメールーン	KR	大韓民国	PPL	ニュージーランド	VN	ウズベキスタン共和国
CN	中国	KZ	カザフスタン	PT	ボーランド	VY	ヴィエトナム
CZ	チェコ共和国	LI	リヒテンシュタイン	PTL	ポルトガル	YU	ユーゴスラビア
DE	ドイツ	LK	スリランカ	RO	ルーマニア		
DK	デンマーク						

WO 97/34530

PCT/JP97/00828

1

## 明細書

## 超音波診断装置

## 技術分野

本発明は、血液流等の生体内の運動部を含む領域を有効に診断できる超音波診断装置に関し、特にエコー強度に基づいて表示するBモード画面と血液や血管壁や心筋等の運動情報をカラー表示するカラー画面とを同時に見ることができる超音波診断装置に関する。

## 背景技術

従来から、エコー強度表示に関するBモード画面と、血液の流れの方向と速さに関するカラーフローモード（CFM）画像とが表示できる超音波診断装置があった。この超音波診断装置は、Bモード画像又はカラーフローモード画像のいずれか一方しか表示できない構成になっており、Bモード画像の一部を指定してその部分にカラーフローモード画像を表示していた。

## 発明の開示

従来の超音波診断装置では、Bモードの情報を表示する領域においてはカラーフローモード画像は存在せず、カラーフローモード画像を表示する領域ではBモード画像が存在せず、どちらか一方の情報を欠落して表示せざるを得ないという問題点があった。そこで、Bモード画像とカラーフローモード画像を混合表示法にて重ね合わせることが考えられる。しかしながら、混合表示法による重畠画像では、両画像が濁ってしまって判別しにくくなるということが確認された。

差替え用紙（規則26）

そこで本発明の一つの目的は、Bモード画像とカラーフローモード画像を重ね合わせて表示しても両者情報のいずれかが欠落しないようにした超音波診断装置を提供することである。

この発明の他の目的は、Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号とカラーフローモード画像表示用信号取得手段からのカラーフローモード画像表示用信号とに半透明処理を施して表示する超音波診断装置を提供することである。

この発明の他の目的は、Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号とパワードッpler画像表示用信号取得手段からのパワードッpler画像表示用信号とに半透明処理を施して表示する超音波診断装置を提供することである。

この発明の他の目的は、Bモード画像表示用信号と血液の流れの分散を表す信号とに半透明処理を施して表示する超音波診断装置を提供することである。

この発明の第1の特徴は、血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置を、探査領域のBモード画像表示用信号取得手段と、血液等の運動情報をカラーで表現するカラーフローモード画像表示用信号取得手段と、前記Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号と前記カラーフローモード画像表示用信号取得手段からのカラーフローモード画像表示用信号とに半透明処理を施す半透明処理手段と、前記半透明処理手段からの信号を表示することによりBモード画像とカラーフローモード画像との合成画像を表示する表示手段とで構成することである。

この発明の第2の特徴は、血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態

を表示する超音波診断装置を、前記領域のBモード画像表示用信号取得手段と、前記血液の流れの強度をカラーで表示するパワードッpler画像表示用信号取得手段と、前記Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号と前記パワードッpler画像表示用信号取得手段からのパワードッpler画像表示用信号とに半透明処理を施す半透明処理手段と、前記半透明処理手段からの信号を表示することによりBモード画像とパワードッpler画像との合成画像を表示する表示手段とで構成することである。

この発明の第3の特徴は、血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置を、前記領域のBモード画像表示用信号取得手段と、前記血液等の運動情報を複数の色で表現するカラーフローモード画像表示用信号取得手段と、前記Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号と前記カラーフローモード画像表示用信号取得手段からのカラーフローモード画像表示用信号とに半透明処理を施す第1半透明処理手段と、前記血液の流れの強度を同一系統の色のカラーで表示するパワードッpler画像表示用信号取得手段と、前記Bモード画像取得手段からのBモード画像表示用信号と前記パワードッpler画像表示用信号取得手段からのパワードッpler画像表示用信号とに半透明処理を施す第2半透明処理手段と、前記第1半透明処理手段又は前記第2半透明処理手段からの信号を選択して表示する表示手段とで構成することである。

請求項1に記載される発明は、血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置であって、

前記領域のBモード画像表示用信号取得手段と、

前記血液等の運動情報をカラーで表現するカラーフロー モード画像表示用信号取得手段と、

前記 B モード画像表示用信号取得手段からの B モード画像表示用信号と前記カラーフロー モード画像表示用信号取得手段からのカラーフロー モード画像表示用信号とに半透明処理を施す半透明処理手段と、

前記半透明処理手段からの信号を表示し B モード画像とカラーフロー モード画像との合成画像を表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置である。この発明は、B モード画像とカラーフロー モード画像とを半透明処理で合成するため、重ね合わせ画像が濁らずに表示され、重ね合わせ部分の B モード画像を透かして観測することを可能とする。

請求項 2 に記載される発明は、請求項 1 記載の発明の構成のうち、前記半透明処理を、前記カラーフロー モード画像の各画素の明度を前記 B モード画像の各画素の明度に基づき変化させる明度変化により得るものである。この発明は、明度変化による半透明処理を用いるので、カラーフロー モード画像の色相が変わらず、請求項 1 記載の発明の濁らず透かした表示の効果を確実にする。

請求項 3 に記載される発明は、請求項 2 記載の発明の構成のうち、前記明度変化を、前記カラーフロー モード画像の各画素の明度に、前記 B モード画像の各画素の明度を乗じて得るものである。この発明は、乗算による明度変化であるため、請求項 2 記載の発明の効果を簡単に実現できる。

請求項 4 に記載される発明は、請求項 2 記載の発明の構成のうち、前記明度変化を、前記カラーフロー モード画像の各画素の明度に、前記 B モード画像の各画素の明度に比例する係数に一定の係数を加えて得られる係数を乗じて得るものである。この発明は、乗算の程度を重

みを付けるため、重ね合わせ部分を明るく表示することができ、請求項2記載の発明の効果のうち透かして表示する効果を良くする。

請求項5に記載される発明は、請求項2記載の発明の構成のうち、前記明度変化を、前記Bモード画像の明度が所定の閾値より低い画素については、前記Bモード画像の明度に一定の明度を加えて得た明度を当該画素の前記Bモード画像の明度として、この明度を前記カラーフローモード画像の当該画素の明度に乗じることにより、前記Bモード画像の明度が上記閾値より高い画素については、前記Bモード画像の各画素の明度を前記カラーフローモード画像の各画素の明度に乗じることにより得るものである。この発明は、Bモードの明度を変えるため、特に血管領域を明るく表示することができ、請求項2記載の発明の効果のうち透かして表示する効果を良くする。

請求項6に記載される発明は、血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置であって、

前記領域のBモード画像表示用信号取得手段と、  
前記血液の流れの強度をカラーで表示するパワードッpler画像表示用信号取得手段と、

前記Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号と前記パワードッpler画像表示用信号取得手段からのパワードッpler画像表示用信号とに半透明処理を施す半透明処理手段と、

前記半透明処理手段からの信号を表示しBモード画像とパワードッpler画像との合成画像を表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置である。この発明は、カラーによるパワードッplerモードを半透明処理で合成するため、重ね合わせ画像が濁らずに表示され、重ね合わせ部分のBモード画像を透かして観測することを可能とする。

請求項 7 に記載される発明は、請求項 6 記載の発明の構成のうち、前記半透明処理を、前記パワードッpler 画像の各画素の明度を前記 B モード画像の各画素の明度に基づき変化させる明度変化により得るものである。この発明は、明度変化による半透明処理を用いるので、カラーフロー モード画像の色相が変わらず、請求項 6 記載の発明の濁らず透かした表示の効果を確実にする。

請求項 8 に記載される発明は、請求項 7 記載の発明の構成のうち、前記明度変化を、前記 B モード画像の明度を反転させ、この反転させた明度に、前記 B モード画像の各画素の明度を乗じて得るものである。この発明は、B モード画像の明度を反転させるので、請求項 7 記載の発明の濁らず透かした表示を強調する。

請求項 9 に記載される発明は、血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置であって、

前記領域の B モード画像表示用信号取得手段と、  
前記血液等の運動情報を複数の色で表現するカラーフロー モード画像表示用信号取得手段と、

前記 B モード画像表示用信号取得手段からの B モード画像表示用信号と前記カラーフロー モード画像表示用信号取得手段からのカラーフロー モード画像表示用信号とに半透明処理を施す第 1 半透明処理手段と、

前記血液の流れの強度を同一系統の色のカラーで表示するパワードッpler 画像表示用信号取得手段と、

前記 B モード画像取得手段からの B モード画像表示用信号と前記パワードッpler 画像表示用信号取得手段からのパワードッpler 画像表示用信号とに半透明処理を施す第 2 半透明処理手段と、

前記第1半透明処理手段又は前記第2半透明処理手段からの信号を選択して表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置である。この発明は、カラーフロー モードの画像の重ね合わせ表示と同一系統の色によるパワード プラ モードの画像の重ね合わせ表示とを切り換えるので、生体の診断に必要な使い分けを同一画面で可能にする。

請求項10に記載される発明は、請求項1、6又は9記載の発明の構成のうち、前記血液等の運動情報又は血液の流れの強度を同一系統の色のカラーで表示するものである。この発明は、請求項1、6又は9の発明において、前記血液の運動情報又は血液の流れの強度を同一系統の色のカラーで表示するため、見やすくなる。

請求項11に記載される発明は、請求項1又は9記載の発明の構成のうち、前記血液等の運動情報が血液の流れの分散であることを特徴とするものである。この発明は、請求項1又は9の発明において、前記血液の運動情報が血液の流れの分散であり、血液の分散に対しても半透明表示に適用できる。

請求項12に記載される発明は、第1の情報信号と第2の情報信号とを2次元的に互いに重ねて表示する表示装置において、

第1の情報信号を生成する第1信号生成手段と、  
複数の色で表現される第2の情報信号を生成する第2信号生成手段と、

前記第1の情報信号と前記複数の色で表現される第2の情報信号とに半透明処理を施して合成する合成画像信号取得手段と、

前記合成画像信号取得手段からの合成画像信号を表示する表示手段とを備えてなる表示装置である。この発明は、本件発明が超音波診断装置に限らず、第1の情報信号と第2の情報信号を二次元的に互いに重ねて表示する表示装置にも適用可能であって、重ね合わせ画像が濁

らずに表示され、重ね合わせ部分を透かして観測することを可能とする。

#### 図面の簡単な説明

第1図は、この発明の超音波診断装置の一実施例のブロック構成を示す図である。

第2図は、この発明の実施例の合成部のフローを示す図である。

第3図は、この発明の実施例の合成部での色合成の仕方を示す図である。

第4図は、この発明の実施例の合成部の他のフローを示す図である。

第5図は、この発明の実施例の合成部の他のフローを示す図である。

第6図は、この発明の実施例の表示器での表示例を示す図である。

第7図は、この発明の実施例の合成部の他のフローを示す図である。

第8図は、この発明の実施例の合成部の他のフローを示す図である。

第9図は、この発明の超音波診断装置の他の実施例のブロック構成を示す図である。

#### 発明を実施するための最良の形態

第1図は、超音波診断装置の構成を表わすブロック図である。

第1図に示すように、この超音波診断装置10は、被検者との間で超音波信号の送受信を行なう超音波プローブ11と、この超音波プローブ11を駆動し且つ超音波プローブ11の受信信号を処理する装置本体12と、装置本体12に接続され且つオペレータからの指示情報を装置全体に出力可能とする操作パネル14とを備える。

装置本体12は、その扱う信号経路の種別により超音波プローブ系統、操作パネル系統に大別することができる。

超音波プローブシステムとしては、超音波プローブ 1 1 に接続された超音波送受信部 1 5 と、この超音波送受信部 1 5 の出力側に並列に接続された第 1 変換部 1 6 と第 2 変換部 1 7 と、超音波送受信部 1 5 と第 1 変換部 1 6 と第 2 変換部 1 7 の出力側に直列に接続された D S C (デジタルスキャンコンバータ) 部 1 8 と、 D S C 部 1 8 の出力側に接続された合成部 5 2 と、合成部 5 2 の出力側に接続された表示器 2 4 とを備える。

さらに、操作パネルシステムとしては、操作パネル 1 4 からの操作情報を入力する C P U (中央処理装置) 4 3 と、この C P U 4 3 の管理下に置かれるタイミング信号発生器 4 4 とを備える。 C P U 4 3 は、オペレータが操作パネル 1 4 を介して指令した R O I (関心領域) の設定信号を、 R O I 設定に必要な各構成に供給できるようになっている。

超音波送受信部 1 5 は、 B モード画像用信号取得手段を形成する。第 1 変換部 1 6 は、血液等の速度情報表示用 (カラーフロー モード画像) 信号取得手段を構成する。この血液等の速度情報は、 2 系統の色で表示器 2 4 に表示される。第 2 変換部 1 7 は、血液の流れの分散又はパワー表示用 (パワードッpler 画像) 信号取得手段を構成している。これらの血液の流れの分散又はパワーは、同一系統の色 (例えば橙色) のカラーで表示器 2 4 で表示される。合成部 5 2 及び C P U 4 3 などが信号に半透明化処理を施して合成させる合成画像取得手段を形成し、表示器 2 4 が合成画像を表示する表示手段を形成している。

超音波プローブ 1 1 は、例えば短冊状の複数の圧電振動子を配列させたトランステューサを内蔵している。超音波プローブ 1 1 は、超音波送受信部 1 5 から送信信号を受信し被検体内へ送出し、また捕捉したエコー信号を超音波送受信部 1 5 へ供給する。超音波送受信部 1 5 は、送信部及び受信部で構成される。前記各圧電振動子は、超音波送

受信部 15 からの駆動信号によって励振される。各駆動信号の遅延時間と制御することにより、送信ビームの指向方向を電子的に変え送信ビームをセクタ内の領域を走査させるようになっている。超音波送受信部 15において各駆動信号に与えられる遅延時間のパターンは、後述するタイミング信号発生器 44 から送られてくる基準信号を基準時として、CPU 43 により定められ、超音波送受信部 15 が制御される。超音波送受信部 15 は、スキャン方向（送波ビームの指向方向）に対応して定められた遅延時間パターンの各駆動電圧信号を超音波プローブ 11 に出力する。この駆動電圧信号を受けた超音波プローブ 11 は、その各トランスデューサが電圧信号を超音波信号に変換する。この変換された超音波信号は、被検者の生体に向けて送波される。この送波された超音波信号は、血管を含む各組織で反射され、再び超音波プローブ 11 に戻ってくる。そこで、プローブ 11 内の各トランスデューサでは、反射超音波信号を再び電気信号に変換し、そのエコー信号を超音波送受信部 15 に出力する。

上記超音波送受信部 15 の受信信号処理回路は、送信時と同様に、入力されたエコー信号に所定の遅延をかけて整相加算し、送信ビームが形成された方向に仮想的に受波ビームを生成する。この受波ビームにより捕捉されたエコー信号は、検波された後、B モード信号として DSC 部 18 に出力される第 1 経路、第 1 変換部 16 を経て速度信号として DSC 部 18 に出力される第 2 経路、及び、第 2 変換部 17 を経てパワー又は分散信号として DSC 部 18 に出力される第 3 経路を経て出力される。

DSC 部 18 は、B モード信号、速度信号、分散又はパワー信号の各々のデータを表示器 24 のラスタスキャン各画素の場所での値に座標変換し、変換されたこれらの信号をそれぞれ合成部 52 へ出力する。

合成部 5 2 は、演算器 5 1 と、R (レッド) 用 D/A コンバータ 2 1 、 G (グリーン) 用 D/A コンバータ 2 2 、 B (ブルー) 用 D/A コンバータ 2 3 とを備える。演算器 5 1 は、CPU 4 3 により制御される。演算器 5 1 は、CPU 4 3 から指令に基づき、例えば第 2 図に示されるフローに従って二つの信号を使って演算を行い、演算により得られた各画素の位置での信号を、R, G, B の値に変換する機能を有している。この構成にすると、CPU 4 3 との通信が減るが、演算器 5 1 は高速処理を行う。

この演算器 5 1 での演算については、フローチャート図などを用いて後ほど説明する。

第 1 変換部 1 6 は、超音波送受信部 1 5 の出力 (B モード信号) をカラーフローマッピング (CFM) の速度信号に変換するためのものであり、例えば、位相検波部、フィルタ部、周波数解析部などからなっている。なお、この B モード信号をカラーフローマッピング (CFM) の速度信号に変換するための構成は、公知である。

位相検波部は、ミキサとローパスフィルタを備える。血液流のような運動をしている部位で反射したエコー信号は、ドプラ効果によって、その周波数にドプラ偏移 (ドプラ周波数偏位) を受けている。位相検波部はそのドプラ周波数について位相検波を行い、低周波数のドプラ信号のみをフィルタ部に出力する。

フィルタ部は、血液流以外の不要なドプラ成分を除去し、超音波ビーム方向の心筋のドプラ信号を効率良く検出する。この血液流情報を得るために、血液流と心臓壁、弁運動とのドプラ信号が混在した信号に対してハイパスフィルタとして機能させ、血液流以外のドプラ信号を除去している。

フィルタ部でフィルタリングされたドプラ信号は、次段の周波数解

析部に出力される。周波数解析部は、血液流信号(ドプラ周波数信号)をFFT法又は自己相関法を用いた周波数分析法で解析し、個々のサンプルボリュームにおける観測時間(時間窓)内での平均速度や最大速度を演算する。具体的には、例えば、FFT法又は自己相関法を用いてスキャン各点の平均ドプラ周波数(即ち、その点での観測対象の運動の平均速度)や分散値(ドプラスペクトラムの乱れ度)を、さらにはFFT法を用いてドプラ周波数の最大値(即ち、その点での観測対象の運動の最大速度)などをリアルタイムで演算する。このドプラ周波数の解析結果は、カラードプラ情報として出力される。

前述したように、超音波ドプラ法により直接検出される移動物体の速度は、超音波ビーム方向の速度成分である。しかし、実際に得たい速度は、絶対速度Vである。この絶対速度ベクトルの推定方式には、(i) 移動物体の目標位置に向けて、開口位置及び入射角の異なる2方向から超音波ビームを個別に照射し、各々のビーム照射で得られるドプラ偏移周波数に基づいて推定する方式、(ii) 開口は同一であって照射方向が僅かに異なる2方向の超音波ビームのドプラ偏移周波数(動径成分)からビームに直角の方向の成分(接線成分)を求め、係る絶対速度ベクトルを推定する方式など、種々のものがある。

なお表示器24はカラーCRTであり、その血液流の運動情報のカラー表示方式について触れる。このカラー表示を大別すると、(i) 速度の大きさ(絶対値)の表示、(ii) 運動の方向と速度の大きさの表示、(iii) 運動の方向の表示、に分けられる。(i)の表示法としては、a:同一系統の色で大きさに応じて輝度を変える、b:大きさに応じて色を変える、がある。(ii)の表示法については、方向を色で示し、大きさを輝度で示すやり方があり、この内、方向については、得られる速度情報の態様に応じて、適用可能な表現法が制

限される。この発明の実施例では、従来知られている超音波プローブ 1 1 に近づく運動を赤、超音波プローブから遠ざかる運動を青で示す方法に対応させて、近づく血液流を赤、遠ざかる血液流を青で示し、且つ、その絶対値が大きくなるにしたがって明るい赤又は明るい青で（輝度を上げる）示す。

第 2 変換部 1 7 は、超音波送受信部 1 5 の出力（B モード表示用信号）を血流速度等の分散又はパワー信号に変換するためのものである。第 1 変換部 1 6 と同様に、例えば、フィルタ部、周波数解析部などからなっている。フィルタ部（W a l l f i l t e r）からの信号  $I'$ ，  $Q'$  は、周波数解析部（A u t o C o r r e l a t i o n）で  $(I'^2 + Q'^2)$  のパワーに演算され出力されるようになっている。

このパワー  $(I'^2 + Q'^2)$  は、合成部 5 2 において、同一系統の色（例えば橙色）のカラー表示用データに変換される。なお、B モード表示用信号を血流速度等の分散又はパワー信号に変換するための構成は、公知である。

つぎに、カラーフロー モード（カラード プラ 断層）画像又はB モード画像を半透明表示する場合、演算器 5 1 で行われる演算のフローを第 2 図により説明する。第 1 変換部 1 6 から D S C 部 1 8 内に至ったカラー フロー モード 画像信号ベクトル  $C_2 (i, j)$  に対して、D S C 部 1 8 からの B モード 信号  $f (i, j)$  が、演算器 5 1 内の演算部 3 1 で乗算され、合成画像ベクトル  $C_3 (i, j)$  に変換される。この合成画像ベクトル  $C_3 (i, j)$  が、R（レッド）用 D/A コンバータ 2 1、G（グリーン）用 D/A コンバータ 2 2、B（ブルー）用 D/A コンバータ 2 3 へ供給される。

この半透明化処理の具体例を以下に説明する。B モード 信号が中間

の灰色に相当する場合、その出力  $f(i, j)$  は 0.51 となる。一方カラーフロー モード画像が青色の場合、カラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2(153, 126)$  は次式のようになる。

$$\vec{C}_2(153, 126) = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 255 \end{pmatrix}$$

半透明化法による重ね合わせで合成された画像の色ベクトル  $C_3(153, 126)$  は次式のようになる。

$$\begin{aligned} \vec{C}_3(153, 126) &= f(153, 126) \vec{C}_2(153, 126) \\ &= 0.51 \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 255 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 130 \end{pmatrix} \end{aligned}$$

以上の演算の状態を第3図の色座標系で説明する。出力  $f(i, j)$  は 0.51 であって中間の灰色で表示されるBモード画像信号はベクトル  $C_1(153, 126)$  で表すことができ、その位置はブラックとホワイトの対角線上の①点にある。一方、青色のカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2(153, 126)$  は、ブルーの②点にある。そして合成画像信号ベクトル  $C_3(153, 126)$  はブラックとブルーとの間の③点に位置する。すなわち、カラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2(153, 126)$  の色相が変わらず、明度が低くなるだけで、下地となるBモード画像ベクトル  $C_1(153, 126)$  の明度に応じて明度を変化させており、Bモード画像を透かしてカラー フロー モード画像を見ることが出来る。

半透明化法によらず単に重ね合わせる混合表示法の場合、混合比率  $\alpha$  を半々の 0.5 にすると、次式のようになる。

$$\begin{aligned}\vec{C}_3(153,126) &= (1 - 0.5)\vec{C}_1(153,126) + 0.5\vec{C}_2(153,126) \\ &= 0.5 \begin{pmatrix} 130 \\ 130 \\ 130 \end{pmatrix} + 0.5 \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 255 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 65 \\ 65 \\ 182 \end{bmatrix}\end{aligned}$$

この混合表示によると上式の重ね合わせ画像の位置は、第3図の色座標系で④点の位置になり、立体の内部に存在するため濁ってしまう。なお、上記においては、第3図を用いて、超音波プローブ11に対して血流の流れが遠ざかり青色で血流速度を表示するときの半透明化方法について説明したが、血流の流れが近づき赤色で血流速度を表示するときの半透明化方法も同様である。このときは、第3図の縦軸(青)の代わりに、横軸(赤)を用いる。

第4図は、好ましい半透明表示法による演算器51における演算の好ましい態様のフローを示す。第2図と異なる部分は、演算器51に含まれる演算部32の部分である。DSC部18におけるBモード用DSC部からの $f(i, j)$ は、乗算部33で係数 $k$ が乗算され、 $k \cdot f(i, j)$ となり、さらに加算部34で係数 $b$ が加算され、 $b + k \cdot f(i, j)$ になる。そして、乗算部35で、カラーフローモード画像信号ベクトル $C_2$ が乗算され、ベクトル $C_3(i, j) = (b + k \cdot f(i, j)) \times \vec{C}_2(i, j)$ となる。ここで係数 $k, b$ は暗いところが明るくなるように選定される。その結果、半透明法による重ね合わせ部分を明るく表示することができ、透き通った表示が見やすくなる。ただし、係数 $k, b$ が大きすぎると白色になり、色相が変わる画素が出てくるのでそうならないように適切な係数 $k, b$ を選定しなければならない。

第5図は、他の好ましい半透明表示法による演算器51における演算の好ましい態様のフローを示す。第2図と異なる部分は、演算器51に含まれる演算部36の部分であり、乗算部39に至るまでに、ス

ステップ37, 38が付け加わっている。ステップ37で $f(i, j)$ を所定の閾値（例えば95/255）と比較する。閾値より小さく暗い場合、ステップ38で図示例の如き一定のパラメータ $b'$ を $f(i, j)$ に加算して、新たな $f(i, j)$ に置き換える。ステップ37における $f(i, j)$ が閾値より大きく明るい場合、そのステップ38をバイパスして、もとの $f(i, j)$ のままである。すると、血管領域が明るく表示される。すなわちステップ38における係数 $b'$ が小さいと暗くなり、係数 $b'$ が大きいと明るくなる。その結果血管の部分は見やすくなるが、係数 $b'$ が大きすぎると血管の位置がやや分かれにくくなるため、適切な係数 $b'$ を選定しなければならない。

この結果、第6図のように、表示器24には生体のBモード断層像（白黒階調、Aの狭い部分）と、血液流をカラースケールで色分けしたカラーフローモード画像（赤系統と青系統の2系統の色、Bの広い部分）とを半透明法で重ね合わせた断層像が表示される。

第7図は、パワードプラの場合の演算器51における演算のフローを示す。第2図と異なる点は、Bモード画像に半透明法で重ね合わせられる対象がパワードプラ画像になっており、第2図と同様の乗算部40が設けられている。この場合、カラー領域が同一系統の色で表示されているため、ドップラーのパワー（強度） $I'^2 + Q'^2$ が合成画像として判りやすく表示される。

第8図は、パワードプラの場合の演算器51における演算のフローを示す。第7図と異なる点は、乗算部43に至るまでに、反転部42が付加された演算部41になっている点である。この反転部42によって、Bモード画像の白黒が反転するため、重ね合わせ部分が判りやすくなるが、反転したBモード画像の白黒に慣れる必要がある。

第9図は、超音波診断装置の他のブロック構成を示す図である。第

1 図の超音波診断装置と異なる点は、第 1 図の演算器 5 1 に代りルックアップテーブル 2 0 が設けられた合成部 1 9 となっている点である。第 9 図における C P U 4 3 は、例えば図 2 図に示されるフローに従つて、B モード信号  $f (i, j)$  及びカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2 (i, j)$  に対応する二つの信号を使って演算を行い、演算により得られたデータを R A M 4 5 に記憶する。C P U 4 3 は、所定範囲内の B モード信号  $f (i, j)$  の複数の値及び所定範囲内のカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2 (i, j)$  の複数の値の一対の値に対応する二つの信号の種々の組み合わせに基づいて演算を行ない得られた合成画像ベクトル  $C_3 (i, j)$  を R A M 4 5 に記憶する。C P U 4 3 は、操作パネル 1 4 からの制御信号に応答して、R A M 4 5 に記憶されている信号のうち所定の信号をルックアップテーブル 2 0 に書き込む。また、ルックアップテーブル 2 0 として、所定範囲内の B モード信号  $f (i, j)$  の複数の値及び所定範囲内のカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2 (i, j)$  の複数の値の一対の値に対応する二つの信号の種々の組み合わせのそれぞれに対応する合成画像ベクトル  $C_3 (i, j)$  を予め記憶させた記憶器を用いても良い。

ルックアップテーブル 2 0 は、例えば、一組の B モード信号  $f (i, j)$  及びカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2 (i, j)$  が D S C 部 1 8 から供給された時に、予め記憶されているその一組の信号に対応するデータ（合成画像ベクトル  $C_3 (i, j)$  ）を読み出し、R（レッド）用 D / A コンバータ 2 1、G（グリーン）用 D / A コンバータ 2 2、B（ブルー）用 D / A コンバータ 2 3 へ供給する。

つぎに、第 9 図のこの発明の実施例を使って、カラーフロー モード（カラード プラ断層）を半透明表示する場合の動作を、第 2 図のフローにより説明する。第 1 変換部 1 6 から D S C 部 1 8 内に至ったカラ

ーフローモード画像信号ベクトル  $C_2(i, j)$  と DSC 部 18 から  
の B モード信号  $f(i, j)$  とが、合成部 19 のルックアップテーブ  
ル 20 へ供給される。

ルックアップテーブル 20 は、例えば、これら一組の B モード信号  
 $f(i, j)$  及び画像信号ベクトル  $C_2(i, j)$  が供給された時に、  
予め演算され記憶されているその一組の信号に対応する合成画像ベク  
トル  $C_3(i, j)$  を読み出し R (レッド) 用 D/A コンバータ 21、  
G (グリーン) 用 D/A コンバータ 22、B (ブルー) 用 D/A コン  
バータ 23 へ供給する。

第 9 図のこの発明の実施例を使って、半透明表示する場合の動作を、  
第 4 図のフローを使って説明する。

第 9 図における CPU 43 は、第 4 図に示されるフローに従って、  
予め、B モード信号  $f(i, j)$  及びカラーフローモード画像信号ベ  
クトル  $C_2(i, j)$  に対応する二つの信号を使って演算を行い、演  
算により得られたデータを RAM 45 に記憶する。

B モード用 DSC 部 18 からの  $f(i, j)$  に対応する信号は、ス  
テップ 33 で係数  $k$  が乗算され、 $k \cdot f(i, j)$  となり、さらに加  
算部 34 で係数  $b$  が加算され、 $b + k \cdot f(i, j)$  になる。そして、  
ステップ 35 で、カラーフローモード画像信号ベクトル  $C_2$  に対応す  
る信号が乗算され、ベクトル  $C_3(i, j) = (b + k \cdot f(i, j))$   
×ベクトル  $C_2(i, j)$  となる。ここで係数  $k$ 、 $b$  は暗いところが  
明るくなるように選定される。その結果、半透明法による重ね合わせ  
部分を明るく表示することができ、透き通った表示が見やすくなる。  
ただし、係数  $k$ 、 $b$  が大きすぎると白色になり、色相が変わる画素が  
出てくるのでそうならないように適切な係数  $k$ 、 $b$  を選定しなければ  
ならない。

ルックアップテーブル 20 は、例えば、一組の B モード信号  $f(i, j)$  及びカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2(i, j)$  が DS C 部 18 から供給された時に、予め演算され記憶されているその一組の信号に対応するベクトル  $C_3(i, j)$  を読み出し、R (レッド) 用 D/A コンバータ 21、G (グリーン) 用 D/A コンバータ 22、B (ブルー) 用 D/A コンバータ 23 へ供給する。

第 9 図のこの発明の実施例を使って、半透明表示する場合の動作を、第 5 図のフローを使って説明する。

第 9 図における CPU 43 は、第 5 図に示されるフローに従って、予め、B モード信号  $f(i, j)$  及びカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2(i, j)$  に対応する二つの信号を使って演算を行い、演算により得られたデータを RAM 45 に記憶する。

第 5 図のフローで、第 2 図と異なる部分は、フロー 36 の部分であり、フロー 39 に至るまでに、ステップ 37, 38 が付け加わっている。ステップ 37 で  $f(i, j)$  を所定の閾値 (例えば 95 / 255) と比較する。閾値より小さく暗い場合、ステップ 38 で図示例の如き一定のパラメータ  $b'$  を  $f(i, j)$  に加算して、新たな  $f(i, j)$  に置き換える。ステップ 37 における  $f(i, j)$  が閾値より大きく明るい場合、そのステップ 38 をバイパスして、もとの  $f(i, j)$  のままである。すると、血管領域が明るく表示される。すなわちステップ 38 における係数  $b'$  が小さいと暗くなり、係数  $b'$  が大きいと明るくなる。その結果血管の部分は見やすくなるが、係数  $b'$  が大きすぎると血管の位置がやや分かりにくくなるため、適切な係数  $b'$  を選定しなければならない。

ルックアップテーブル 20 は、例えば、一組の B モード信号  $f(i, j)$  及びカラーフロー モード画像信号ベクトル  $C_2(i, j)$  が DS

C部18から供給された時に、予め演算され記憶されているその一組の信号に対応するベクトルC<sub>3</sub>(i, j)を読み出し、R(レッド)用D/Aコンバータ21、G(グリーン)用D/Aコンバータ22、B(ブルー)用D/Aコンバータ23へ供給する。

第9図のこの発明の実施例を使って、パワードプラ画像を半透明表示する場合の動作を、第7図のフローを使って説明する。

第9図におけるCPU43は、第7図に示されるフローに従って、予め、Bモード信号f(i, j)及びパワードプラ画像信号ベクトルC<sub>2</sub>(i, j)に対応する二つの信号を使って演算を行い、演算により得られたデータをRAM45に記憶する。

第7図は、パワードプラの場合のCPU43における演算のフローを示す。第2図と異なる点は、Bモード画像に半透明法で重ね合わされる対象がパワードプラ画像になっており、第2図と同様のステップ40が設けられている。この場合、カラー領域が同一系統の色で表示されているため、ドップラーのパワー(強度)I'<sup>2</sup>+Q'<sup>2</sup>が合成画像として判りやすく表示される。

ルックアップテーブル20は、例えば、一組のBモード信号f(i, j)及びパワードプラ画像信号ベクトルC<sub>2</sub>(i, j)がDSC部18から供給された時に、予め演算され記憶されているその一組の信号に対応するベクトルC<sub>3</sub>(i, j)を読み出し、R(レッド)用D/Aコンバータ21、G(グリーン)用D/Aコンバータ22、B(ブルー)用D/Aコンバータ23へ供給する。

第8図に示す例についても、第7図に示す例と同じように、第9図のこの発明の実施例を使って、パワードプラ画像を半透明表示することができる。

なお、上述した実施形態の説明では、超音波診断装置における半透

WO 97/34530

PCT/JP97/00828

21

明表示の場合を説明したが、この半透明表示は、第1の情報信号と第2の情報信号とを2次元的に互いに重ねて表示する表示装置一般に適用可能である。この場合、Bモード画像信号が第1の情報信号に相当し、Bモード画像信号取得手段が第1信号生成手段に相当し、カラーフロー モード画像信号やパワードップラー画像信号が第2の情報信号に相当し、カラーフロー モード画像信号取得手段やパワードップラー画像信号取得手段が第2信号生成手段に相当する。

## 請求の範囲

1. 血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置であって、

前記領域のBモード画像表示用信号取得手段と、

前記血液等の運動情報をカラーで表現するカラーフローモード画像表示用信号取得手段と、

前記Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号と前記カラーフローモード画像表示用信号取得手段からのカラーフローモード画像表示用信号とに半透明処理を施す半透明処理手段と、

前記半透明処理手段からの信号を表示しBモード画像とカラーフローモード画像との合成画像を表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置。

2. 前記半透明処理を、前記カラーフローモード画像の各画素の明度を前記Bモード画像の各画素の明度に基づき変化させる明度変化により得る請求項1記載の超音波診断装置。

3. 前記明度変化を、前記カラーフローモード画像の各画素の明度に、前記Bモード画像の各画素の明度を乗じて得る請求項2記載の超音波診断装置。

4. 前記明度変化を、前記カラーフローモード画像の各画素の明度に、前記Bモード画像の各画素の明度に比例する係数に一定の係数を加えて得られる係数を乗じて得る請求項2記載の超音波診断装置。

5. 前記明度変化を、前記Bモード画像の明度が所定の閾値より低い画素については、前記Bモード画像の明度に一定の明度を加えて得た明度を当該画素の前記Bモード画像の明度として、この明度を前記カ

ラーフロー モード 画像の当該画素の明度に乗じることにより、前記 B モード 画像の明度が上記閾値より高い画素については、前記 B モード 画像の各画素の明度を前記カラーフロー モード 画像の各画素の明度に乗じることにより得る請求項 2 記載の超音波診断装置。

6. 血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置であって、

前記領域の B モード 画像表示用信号取得手段と、

前記血液の流れの強度をカラーで表示するパワードッpler 画像表示用信号取得手段と、

前記 B モード 画像表示用信号取得手段からの B モード 画像表示用信号と前記パワードッpler 画像表示用信号取得手段からのパワードッpler 画像表示用信号とに半透明処理を施す半透明処理手段と、

前記半透明処理手段からの信号を表示し B モード 画像とパワードッpler 画像との合成画像を表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置。

7. 前記半透明処理を、前記パワードッpler 画像の各画素の明度を前記 B モード 画像の各画素の明度に基づき変化させる明度変化により得る請求項 6 記載の超音波診断装置。

8. 前記明度変化を、前記 B モード 画像の明度を反転させ、この反転させた明度に、前記 B モード 画像の各画素の明度を乗じて得る請求項 7 記載の超音波診断装置。

9. 血液流等の生体内の運動部を含む領域に超音波パルス信号を送信し、受信した反射波に基づいて生体内の状態を表示する超音波診断装置であって、

前記領域の B モード 画像表示用信号取得手段と、

前記血液等の運動情報を複数の色で表現するカラーフローモード画像表示用信号取得手段と、

前記Bモード画像表示用信号取得手段からのBモード画像表示用信号と前記カラーフローモード画像表示用信号取得手段からのカラーフローモード画像表示用信号とに半透明処理を施す第1半透明処理手段と、

前記血液の流れの強度を同一系統の色のカラーで表示するパワードップラー画像表示用信号取得手段と、

前記Bモード画像取得手段からのBモード画像表示用信号と前記パワードップラー画像表示用信号取得手段からのパワードップラー画像表示用信号とに半透明処理を施す第2半透明処理手段と、

前記第1半透明処理手段又は前記第2半透明処理手段からの信号を選択して表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置。

10. 前記血液等の運動情報を血液の流れの強度を同一系統の色のカラーで表示する請求項1、6又は9記載の超音波診断装置。

11. 前記血液等の運動情報が血液の流れの分散であることを特徴とする請求項1又は9記載の超音波診断装置。

12. 第1の情報信号と第2の情報信号とを2次元的に互いに重ねて表示する表示装置において、

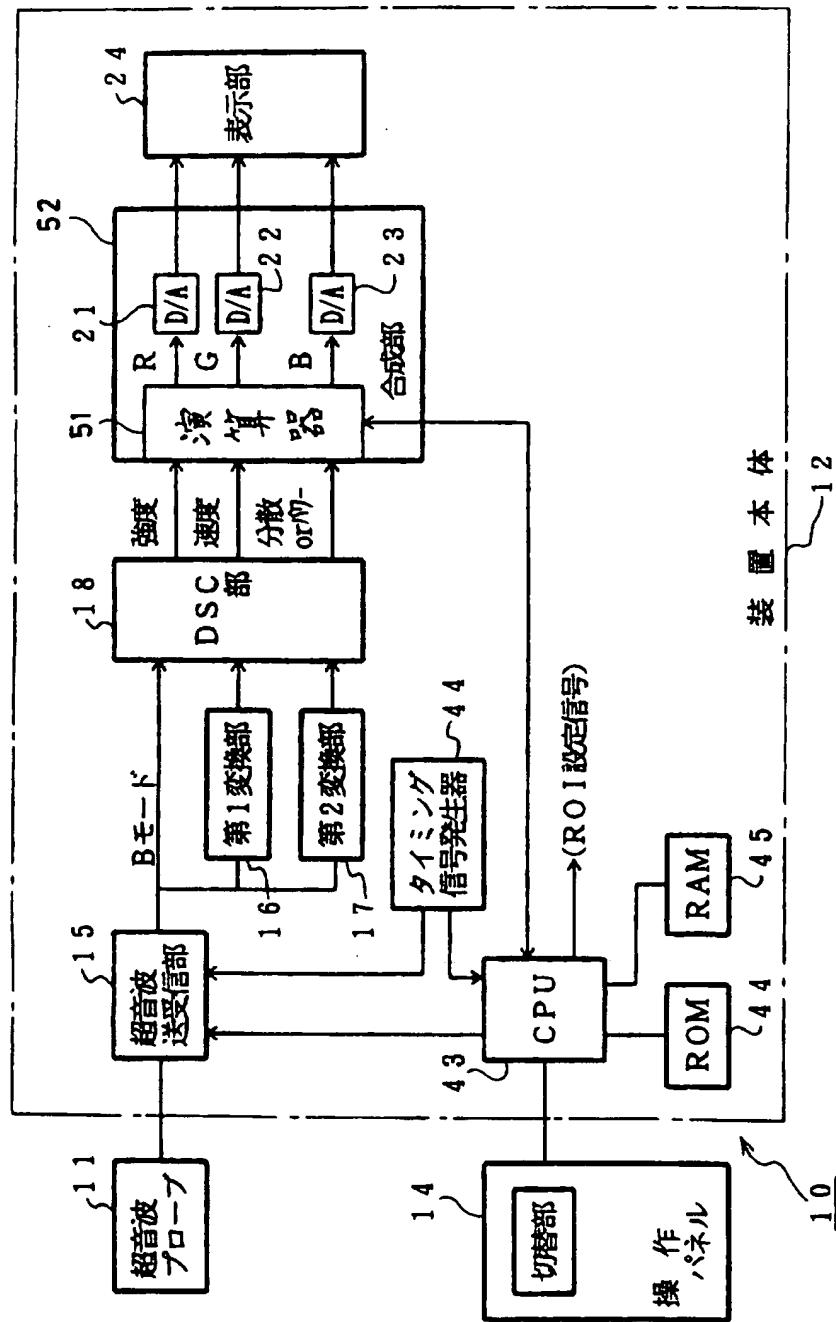
第1の情報信号を生成する第1信号生成手段と、

複数の色で表現される第2の情報信号を生成する第2信号生成手段と、

前記第1の情報信号と前記複数の色で表現される第2の情報信号とに半透明処理を施して合成する合成画像信号取得手段と、

前記合成画像信号取得手段からの合成画像信号を表示する表示手段とを備えてなる表示装置。

第1図

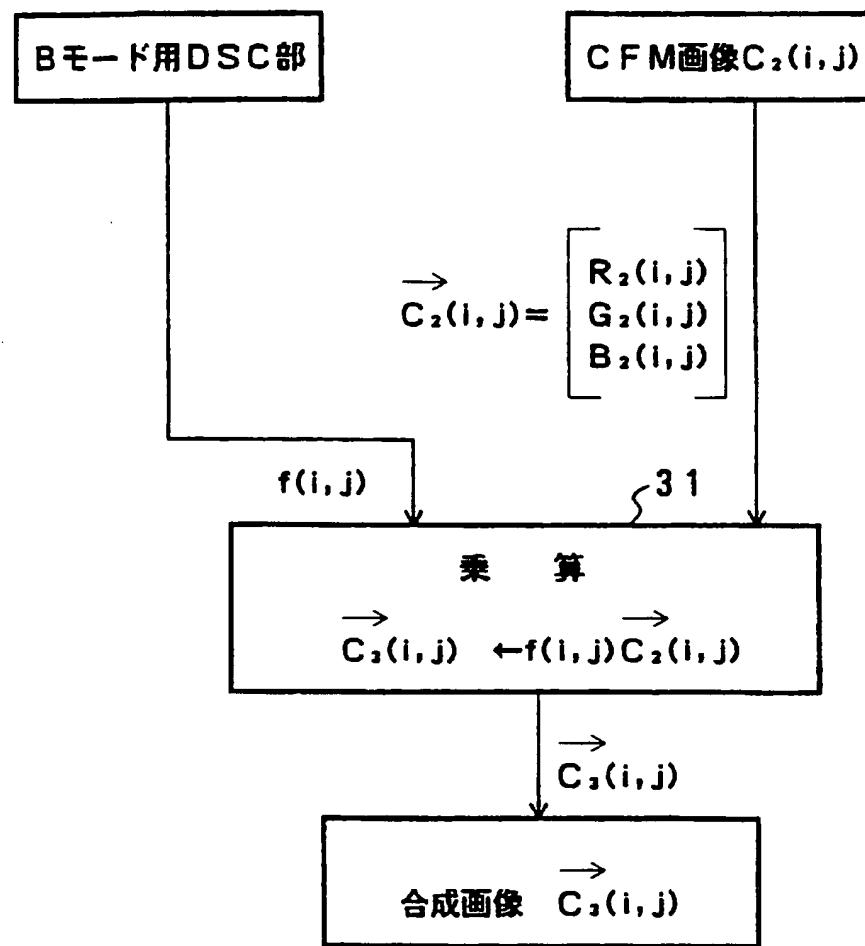


WO 97/34530

PCT/JP97/00828

2/9

## 第 2 図

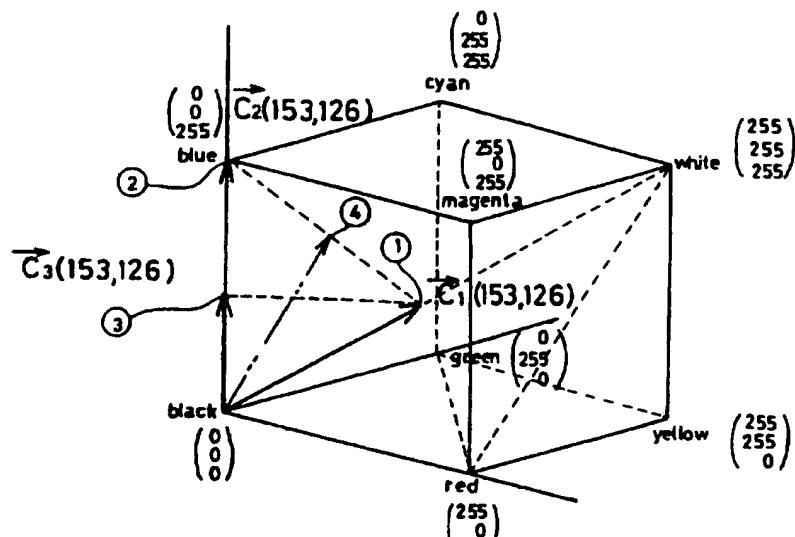


WO 97/34530

PCT/JP97/00828

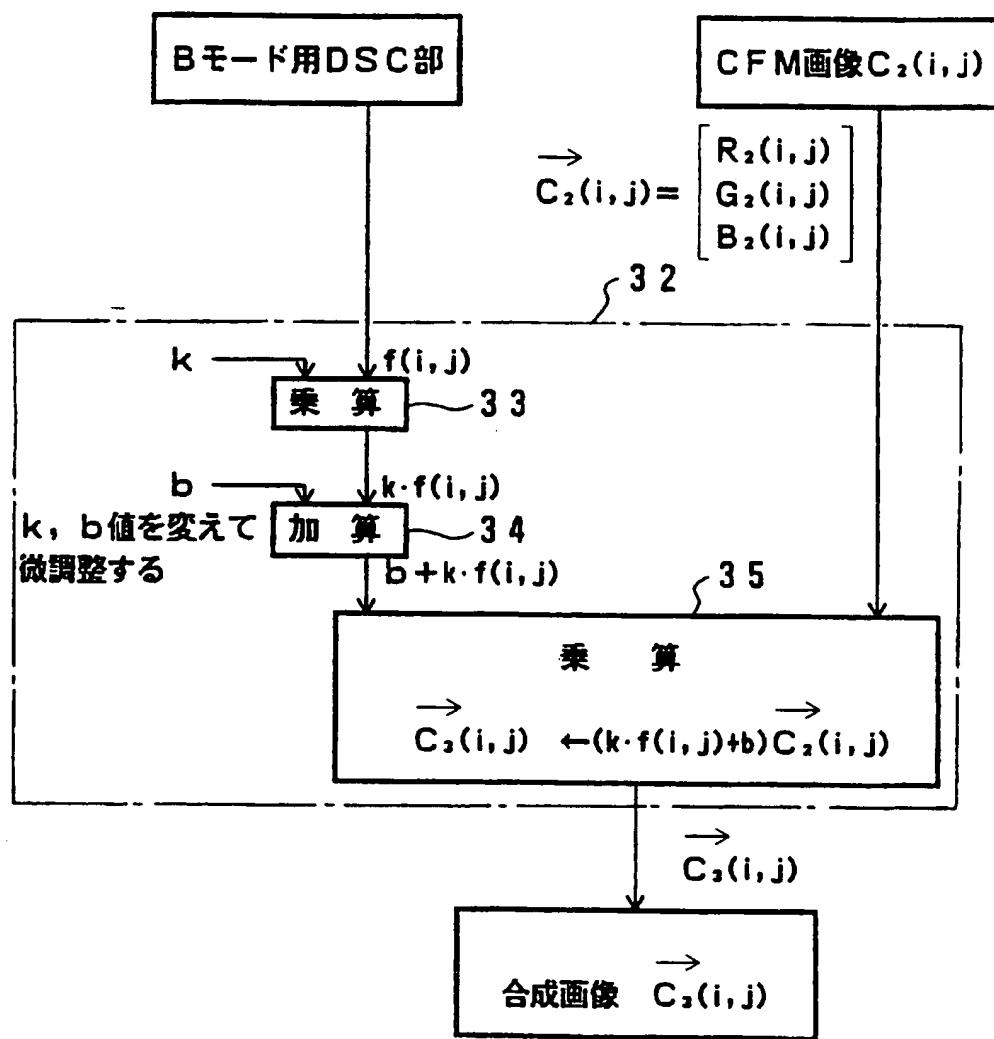
3/9

## 第 3 図



RGB 直交座標系

## 第 4 図

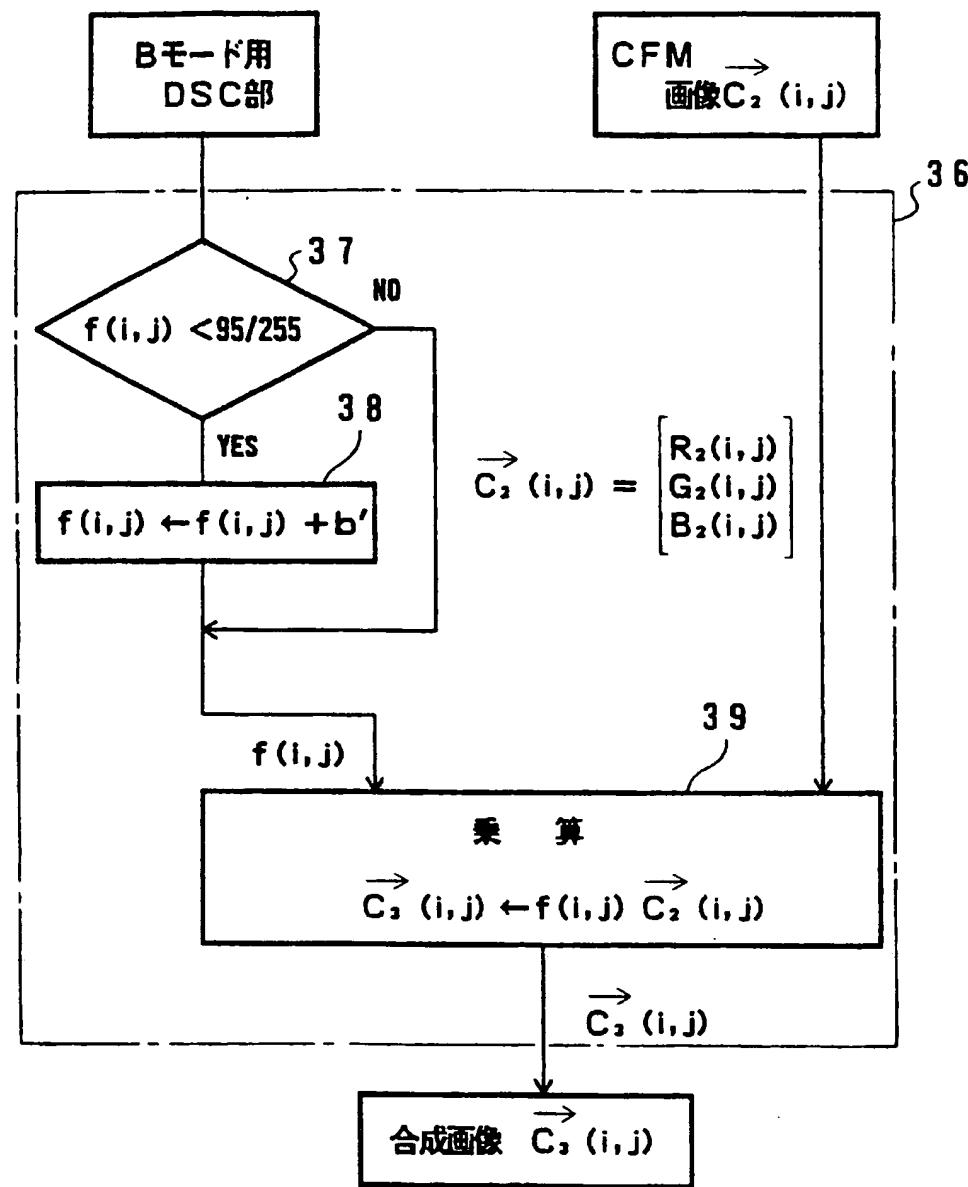


WO 97/34530

PCT/JP97/00828

5/9

## 第 5 図



WO 97/34530

PCT/JP97/00828

6/9

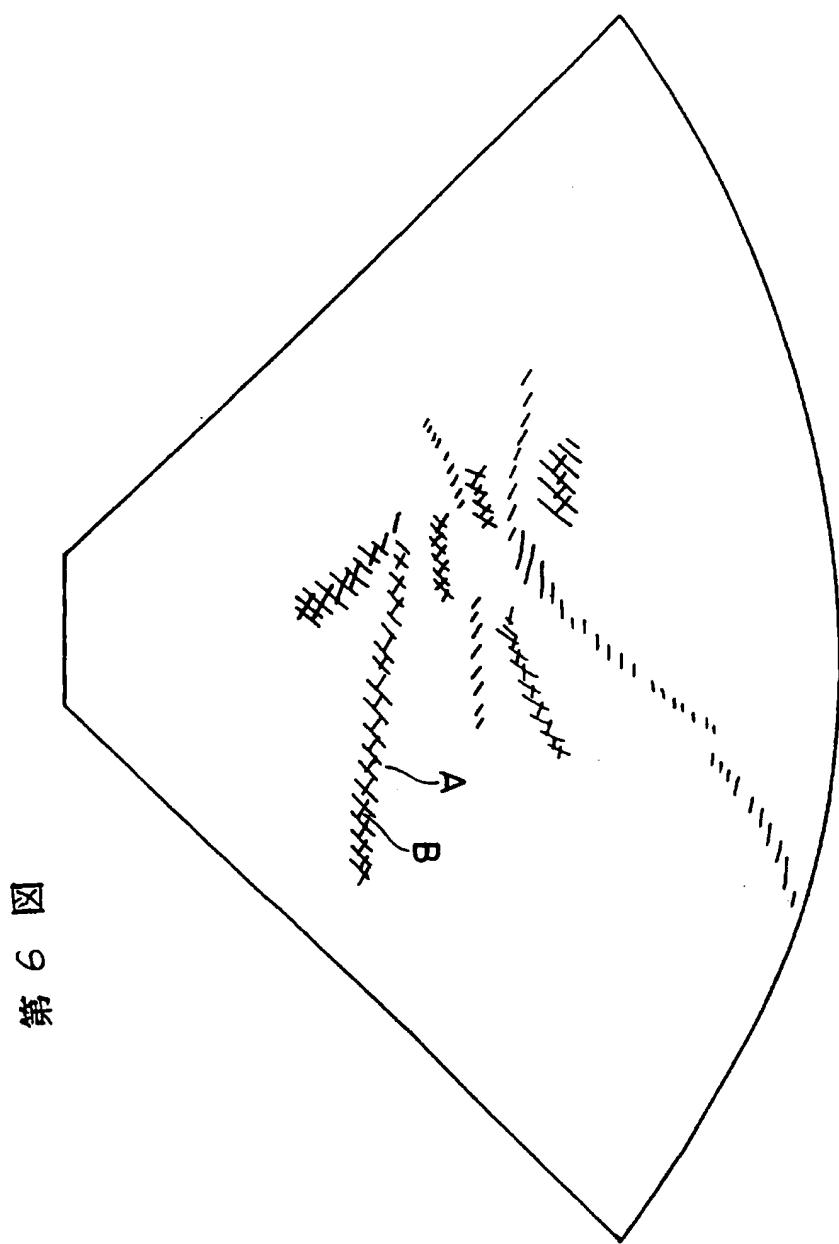


図 6 第

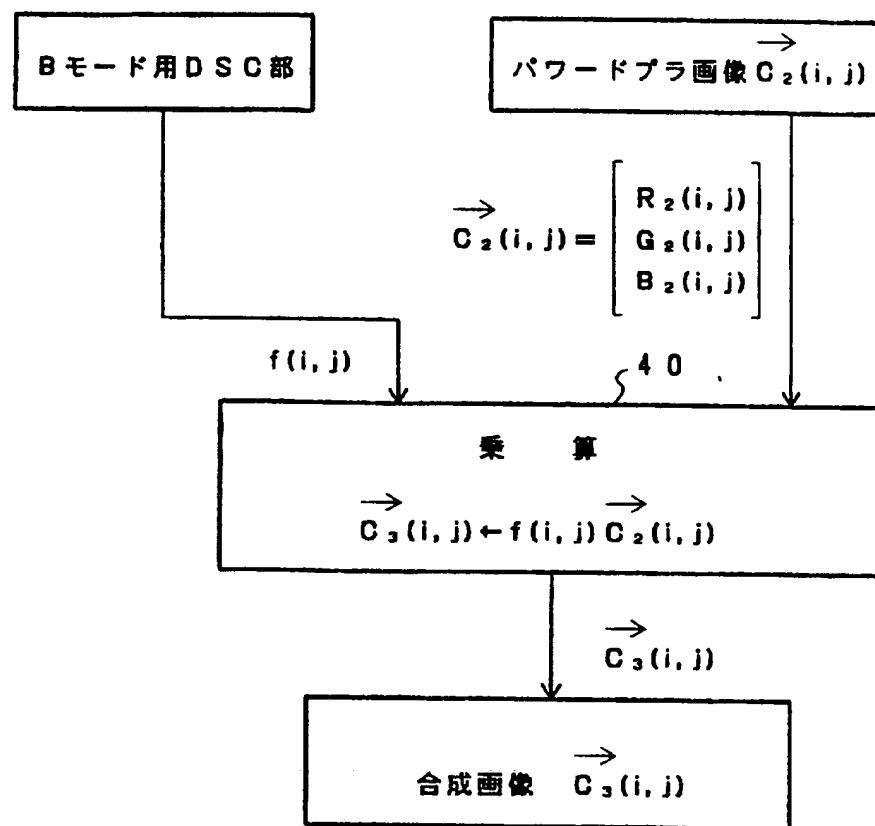
差替え用紙（規則26）

WO 97/34530

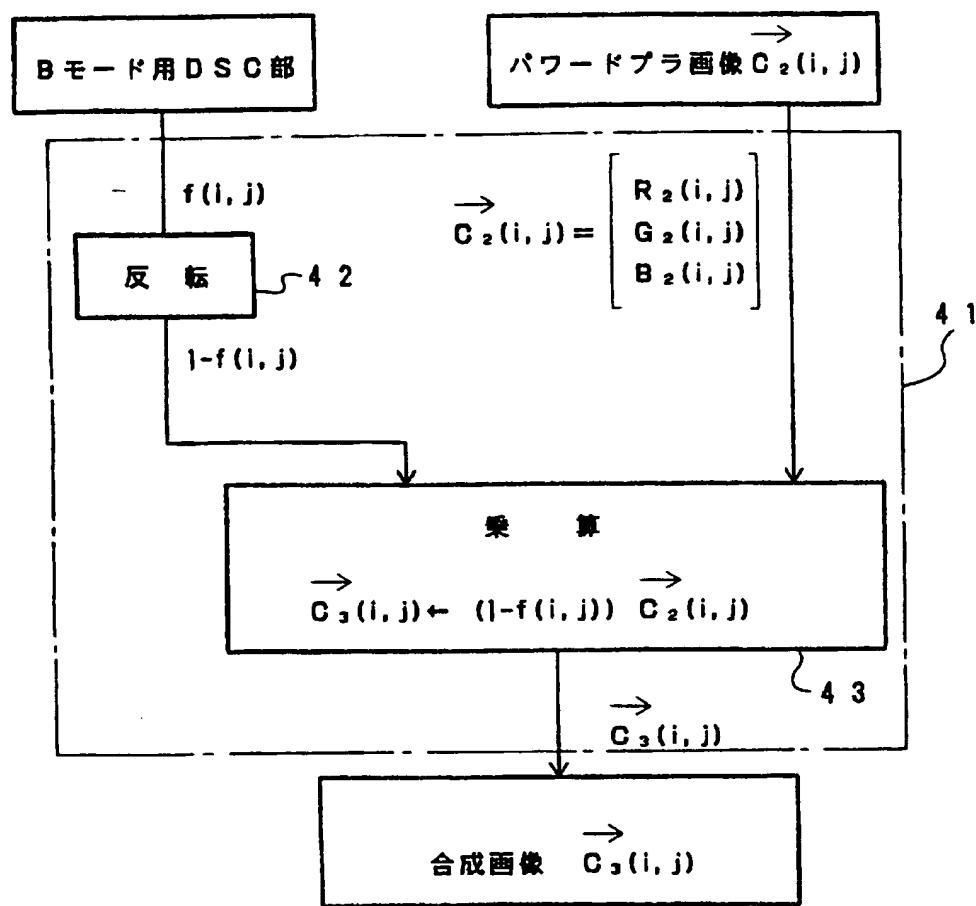
PCT/JP97/00828

7/9

## 第 7 図



第 8 図

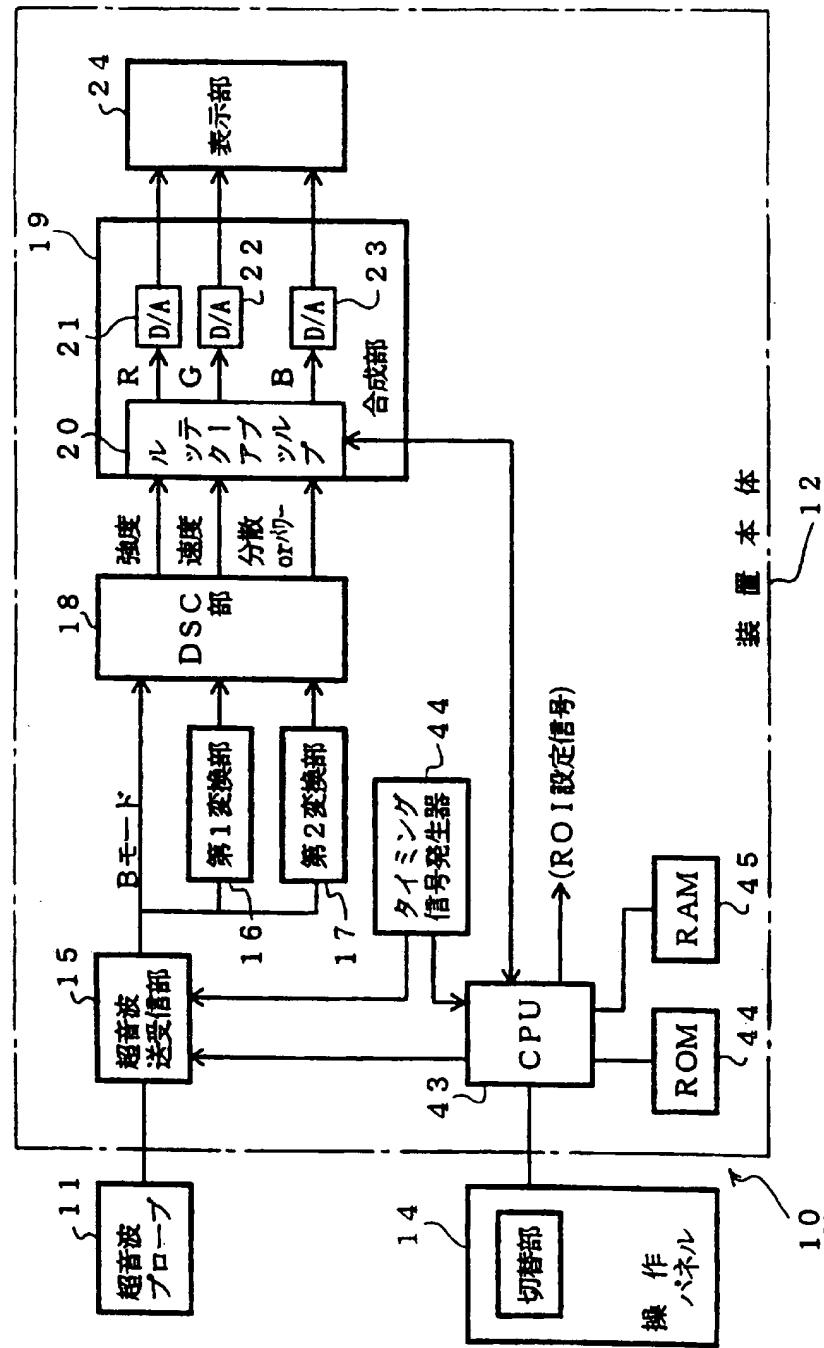


WO 97/34530

PCT/JP97/00828

9/9

第9図



差替え用紙 (規則26)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP97/00828

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl<sup>6</sup> A61B8/06

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl<sup>6</sup> A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1926 - 1997
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971 - 1997
Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994 - 1997

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JOIS, WPI/L

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP, 6-178777, A (Aroka K.K.), June 28, 1994 (28. 06. 94) (Family: none)	1, 6, 9-12
A	JP, 62-229192, A (Toshiba Corp.), October 7, 1987 (07. 10. 87) & DE, 3710746, A1 & US, 4794932, A	1 - 12
A	JP, 3-173550, A (Toshiba Corp.), July 26, 1991 (26. 07. 91) (Family: none)	1 - 12
A	JP, 7-59771, A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), March 7, 1995 (07. 03. 95) (Family: none)	1 - 12

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

## \* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

## Date of the actual completion of the international search

May 2, 1997 (02. 05. 97)

## Date of mailing of the international search report

May 13, 1997 (13. 05. 97)

## Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Facsimile No.

Authorized officer

Telephone No.

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP97/00828

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl' A 61 B 8 / 0 6

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl' A 61 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1997年

日本国公開実用新案公報 1971-1997年

日本国登録実用新案公報 1994-1997年

## 国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JOIS  
WPI/L

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P, 6-178777, A (アロカ株式会社), 28. 6月. 1994 (28. 06. 94) (ファミリーなし)	1, 6, 9-12
A	J P, 62-229192, A (株式会社東芝), 7. 10月. 1987 (07. 10. 87) & D E, 3710746, A1 & U S, 4794932, A	1-12
A	J P, 3-173550, A (株式会社東芝), 26. 7月. 1991 (26. 07. 91) (ファミリーなし)	1-12

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

## の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」同一パテントファミリー文献

## 国際調査を完了した日

02. 05. 97

## 国際調査報告の発送日

13.05.97

## 国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

## 特許庁審査官 (権限のある職員)

神谷直慈

2 J 9310



電話番号 03-3581-1101 内線 3252

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP97/00828

C (続き) 関連すると認められる文献		関連する 請求の範囲の番号
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	
A	JP, 7-59771, A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社), 7. 3月. 1995 (07. 03. 95) (ファミリーなし)	1-12

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**